

## БИОДЕГРАДИРУЕМЫЕ ИМПЛАНТЫ. СТАНОВЛЕНИЕ И РАЗВИТИЕ. ПРЕИМУЩЕСТВА И НЕДОСТАТКИ. (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).

*Л. А. ЯКИМОВ, Л. Ю. СЛИНЯКОВ, Д. С. БОБРОВ, Е. Б. КАЛИНСКИЙ, Е. В. ЛЯХОВ, А. Л. ЛОСИК*

*Первый московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова, Москва  
Городская клиническая больница имени С. П. Боткина, Москва*

### Информация об авторах:

*Якимов Леонид Алексеевич* – ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова, профессор кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, доктор медицинских наук; e-mail: dr.yakimov@gmail.com

*Слиняков Леонид Юрьевич* – ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова, кафедра травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, доктор медицинских наук, профессор; e-mail: slinyakovleonid@mail.ru

*Бобров Дмитрий Сергеевич* – ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова, кафедра травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, кандидат медицинских наук, доцент; e-mail: dsbmed@mail.ru

*Калинский Евгений Борисович* – ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова, кафедра травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, кандидат медицинских наук, ассистент кафедры; e-mail: eugene\_kalinsky@mail.ru

*Ляхов Евгений Викторович* – ГБОУ ВПО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова, кафедра травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, аспирант кафедры; e-mail: av422-72@yandex.ru

В статье проанализированы литературные источники, описывающие основные этапы в истории применения биодеградируемых имплантов в травматологии и ортопедии. В развитии биодеградируемых имплантов выделяют 5 поколений. В настоящей статье описываются и критически осмысливаются результаты использования каждого поколения фиксаторов.

Использование биодеградируемых имплантов является перспективным направлением в развитии травматологии и ортопедии, позволяющим значительно повысить качество лечения пациентов с патологией опорно-двигательной системы.

**Ключевые слова:** биодеградируемый имплант, травматология и ортопедия, полимолочная кислота, полигликолевая кислота.

### Вступление

Проблема переломов и деформации костей являлась актуальной для человечества и требовала решений на протяжении всего периода развития медицины. Кардинальные улучшения стали возможны с развитием хирургических методов лечения. Изучение материалов, используемых для изготовления фиксаторов, представляет собой важное направление в развитии травматологии и ортопедии.

Для фиксации костных отломков изначально применяли различные металлы, такие как железо, серебро, золото и платина. После освоения промышленного производства стали, ее начали также широко использовать для изготовления металлофиксаторов. На смену медицинской стали пришел титан, который с середины 20 века стал основным материалом для изготовления имплантов. Металлофиксаторы, выполненные из сплавов титана, являются золотым стандартом в лечении переломов.

Однако использование металлов в качестве материалов для изготовления имплантов, несмотря на их относительную биоинертность, отсутствие токсичности, высокое отношение прочности к массе и низкую теплопроводность, имеет ряд значительных недостатков.

После сращения перелома, в большинстве случаев необходима повторная операция по удалению импланта, особенно у детей, что связано с различными рисками, такими как: инфекция, технические сложности при удалении металлофиксато-

ров, миграция имплантов, а также соответствующие расходы со стороны системы здравоохранения.

При проведении МРТ металлические импланты вызывают артефакты при визуализации очага перелома, что создает трудности для отслеживания регенерации костной ткани.

Высокий модуль упругости металла по сравнению с костью приводит к тому, что кость подвергается воздействию значительной механической нагрузки. Вследствие этого возникает так называемый эффект защиты от нагрузок ("stress-shielding") - эффект, приводящий к резорбции кости вокруг импланта вследствие изменения распределения физиологических механических воздействий на костную ткань, что, в свою очередь, может приводить к миграции импланта [8].

По многим соображениям сообщество травматологов и ортопедов всегда стремилось к такому стандарту остеосинтеза, при котором не пришлось бы проводить этапное лечение для удаления выполнившего свою функцию фиксатора.

Впоследствии это привело к масштабной исследовательской работе, сосредоточенной на поиске материала, который бы деградировал и постепенно утрачивал свою прочность пропорционально скорости заживления кости, тем самым улучшая результат хирургического лечения [8].

### Предыстория становления биодеградируемых имплантов

Первоначально имелись представления лишь об общих требованиях, которым должны соответствовать биодеградируемые имплантируемые материалы, такие как: отсутствие мутагенности, тератогенности, канцерогенности, токсичности,

соответствие нормам антисептики, а также биосовместимость. Продукты их распада должны быть преимущественно водорастворимыми, а производные метаболиты - натурального происхождения [21].

Поиск такого материала был первоначальной движущей силой изучения деградируемых полимеров для остеосинтеза [8].

Концепция биодеградируемых имплантов появилась через становление и развитие применения шовных материалов, рассасывающихся в организме [10].

Основываясь на сообщении Higgins N.A. 1954 г. о получении полигликолевой кислоты (PGA, ПГК) путем конденсации гликолевой кислоты [11], Schmitt E. E., Polistina R. A. в 1967 г. создали синтетический шовный материал из полигликолевой кислоты [14], который спустя 3 года привел к появлению первого коммерческого синтетического биодеградируемого шовного материала Dexon® [21]. А в 1966 г. Kulkarni R. K. с соавт. опубликовал доклад о биосовместимости полимолочной кислоты (PLA, ПМК) у животных. Полимер в виде порошка был имплантирован подкожно морским свинкам и крысам. В обоих случаях тканевой ответ и деградация полимеров изучались на протяжении двух месяцев. Было обнаружено, что полимер нетоксичен, не вызывает тканевой реакции и медленно резорбируется [12]. Исследование Kulkarni R. K. способствовало появлению второго коммерческого биодеградируемого шовного материала Vicryl® созданного из сополимера гликолевой и молочной кислот в 1974 году.

Необходимость такого рода шовного материала лишь отчасти инициировало исследование в области биодеградируемых материалов. Помимо этого, имелись намерения использовать данный вид материала при лечении переломов [16], так как во многих случаях костные отломки нуждается только во временной поддержке фиксатором [21], до тех пор, пока не наступит их сращение.

#### **Первое поколение биодеградируемых имплантов**

В 1969 году Schmitt E. E., Polistina R. A. описали экспериментальное использование таких биодеградируемых устройств как пины, пластины, интрамедуллярные штифты на животных для фиксации остеотомии задних лап кроликов [15]. Они стали первыми авторами, которые предложили использовать фиксаторы из полимера гликолевой кислоты в области костной хирургии [16]. В 1971 г. Kulkarni R. K. и соавт. [13] сообщили об использовании гвоздей из PLA для фиксации перелома нижней челюсти у собак [16]. Getter L. и соавт. [9] использовали при лечении перелома нижней челюсти у собак винты и пластины из полимолочной кислоты [16]. Cutright D. E., Hunsuck E. E. [6] выполнили остеосинтез перелома орбитальной области у обезьян макак-резус посредством фиксатора из полимера молочной кислоты [16].

В каждом случае отмечалось адекватное сращение переломов. Неблагоприятных явлений в послеоперационном периоде отмечено не было, а процесс деградации не препятствовал сращению кости [5].

В ранних экспериментах особую важность придавали времени деградации фиксатора [5]. Cutright D. E. с соавт. [7] пришли к пониманию того, что темп деградации зависит от

используемых полимеров или различных смесей полимеров в сополимерах [5].

Известно, что импланты из полимера гликолевой кислоты деградируют достаточно быстро - в течение нескольких месяцев. А процесс деградации полимеров из молочной кислоты происходит излишне длительно - в течение нескольких лет.

Cutright D. E. использовал гликолевую и молочную кислоты в различных пропорциях для создания оптимального сополимера, который мог бы в достаточной степени удерживать отломки на протяжении 4-10 недель, а затем стремительно резорбироваться [5]. Помимо PGA и PLA на тот момент были известны и многие другие полимерные материалы (к примеру, PDS - полидиоксан, PHBA - поли-бета-гидроксibuтират), однако из всех имеющихся полимеров по своим свойствам только полимер молочной и полимер гликолевой кислот отвечали требованиям, необходимым для остеосинтеза.

На ранних стадиях исследований авторы не уделяли должного внимания такой характеристике фиксаторов, как прочность, которая была посредственной и оценивалась в 40-70 МПа. Были продемонстрированы положительные результаты применения имплантов в лечении переломов нижней челюсти и других небольших костей, подвергающихся небольшим физиологическим нагрузкам [5], однако испытания по использованию биорезорбируемых полимеров в качестве фиксаторов при переломах более крупных и длинных костей не увенчались успехом [4, 22], тем самым не давая оснований для их использования в клинических исследованиях.

#### **Второе поколение биодеградируемых имплантов**

С 1975 г. научные группы в Финляндии, возглавляемые профессором хельсинского университета Rokkanen P. и профессором института биоматериалов Törmälä P. разрабатывали абсорбируемые импланты из полимеров гликолевой и молочной кислот [16]. Научные группы работали совместно со специалистами в области полимеров и их технического производства. Такой комплексный подход в значительной мере способствовал созданию технологии самоукрепления ("self-reinforced"-SR), по которой трансформированная часть полимера представляет собой "направленные цепные структуры внутри фиксатора, имеющие вид микрофибрилл, макрофибрилл, волокон или расширенной кристаллической цепочки" [19].

Для эффективного получения подобных микроструктур проводилось механическое преобразование изначального полимерного материала посредством свободного и матричного волочения, роликовой прокатки и "shearing" - разделения. Изготовленные по этой технологии фиксаторы имели высокие показатели прочности. Так, показатель прочности на изгиб для полимеров молочной кислоты и полимеров гликолевой кислоты с технологией самоукрепления оценивается в 300 МПа и 410 МПа соответственно [19].

В результате работы научных групп к первой половине 1980-ых фиксаторы характеризовались высокой начальной прочностью деградируемого материала с технологией самоукрепления, а также способностью удерживать необходимый уровень прочности на протяжении нескольких недель в условиях гидролиза. Помимо этого, успешное применение указан-

ных материалов в экспериментах с участием животных [21], в которых отмечалась хорошая биосовместимость метаболитов, производных от полимеров, позволило приступить к клиническим испытаниям.

Первое клиническое использование биодеградируемых имплантов было проведено в 1984 г профессором Rokkanen P. в Центральном госпитале Университета г. Хельсинки. Подряд были отобраны 44 взрослых пациента с диагностированными переломами лодыжек со смещением и разделены на две группы. В первой группе проводилось оперативное лечение с использованием стандартной технологии с фиксацией металлическими имплантатами, во второй группе остеосинтез был выполнен с фиксацией биодеградируемыми имплантатами. В результате исследования не было выявлено различий в ближайших результатах лечения в двух группах пациентов [17]. По прошествии года наблюдений никакой значительной разницы в количестве осложнений или результатах лечения между двумя методами фиксации выявлено не было [2].

Клиническое исследование профессора Rokkanen P. имело определяющее значение для будущего развития биодеградируемых имплантов в травматологии и ортопедии. Успешный результат стал отправной точкой для последующих экспериментов и исследований, в ходе которых применялись фиксаторы и оценивалась эффективность их применения. Помимо пинов, в 1987 году в Центральном Госпитале Университета г. Хельсинки начали применяться винты из нового полимера гликолевой кислоты с технологией самоукрепления. Во второй половине 80-ых пины, ввиду более высоких прочностных характеристик, стали первыми широко применяемыми биодеградируемыми фиксаторами при переломах, остеотомиях и артрорезах [21].

Благодаря клиническим достижениям, связанным с использованием биодеградируемых фиксаторов, уже к концу 80-ых годов было проведено около 2000 операций в госпиталях Финляндии, Швеции, Дании, Голландии, Западной Германии и Австрии.

### Третье поколение биодеградируемых имплантов

Уверенность в правильности использования биодеградируемых фиксаторов взамен металлических росла не только благодаря устранению необходимости проведения повторной операции по удалению фиксаторов, но также за счет того, что в процессе резорбции имплантата нагрузка постепенно переносится на зону перелома, тем самым формируя наилучшие условия для биомеханического ремоделирования костной ткани.

Из большого клинического опыта, достигнутого к началу 90-ых гг., были сделаны выводы, которые привели к переоценке свойств полимеров, используемых в фиксаторах.

Часто применяемый на практике полимер гликолевой кислоты с технологией «самоукрепления», по приблизительной оценке, в условиях *in vivo* теряет половину своей прочности в течение двух недель [20], а массу утрачивает через 6-12 месяцев. При такой высокой степени деградации образуется большое количество продуктов распада имплантата, которые в 3-60 % [1] клинических случаев приводили к реакции на чужеродное тело, макроскопически выражавшейся в скоплении жидкости, образовании свищей в области операционной раны, а также

osteolизису, хотя при испытаниях, проводимых на животных, никаких подобных реакций на чужеродное тело не отмечалось [20]. O.Vöstmán и соавт. (1991) тестировали самофиксирующиеся винты из полимера гликолевой кислоты для фиксации бедренной кости после остеотомии у кроликов. Исследователи сообщили об удовлетворительной фиксации и хорошей переносимости вмешательства, о чем свидетельствовала минимальная реакция тканей [17].

Полимолекулярная кислота обладает более медленной деградацией, и половину своей прочности утрачивает только через 12 недель [20]. Первые клинические испытания фиксаторов из полимолекулярной кислоты были представлены в порядке 14 серий, продолжавшихся с 1990 по 1996 год [3]. По результатам были отмечены разнообразные побочные реакции, которые протекали более мягко и ранжировались, начиная от отсутствия какой-либо реакции, до отека в 47 % случаев.

Учитывая серьезность побочных реакций, которые сопровождают применение фиксаторов из полимера гликолевой кислоты, ее использование в качестве сополимера было ограничено. Решением данной проблемы стало использование сополимера с оптимальной прочностью и контролируемым временем деградации, достигаемых за счет количества молочной и гликолевой кислот в составе сополимера в соотношении 85/15 соответственно.

К концу двадцатого столетия увеличилась сфера применения биодеградируемых имплантов - они обнаружили свою пригодность в мини-инвазивной хирургии, а также в артроскопической хирургии [19]. Также расширился ассортимент имплантов - помимо винтов и пинов, появились биодеградируемые кнопки, заглушки, стреловидные фиксаторы и проволока.

Были определены направления дальнейшего развития для реализации задач по достижению прочности, наиболее соответствующей металлическим аналогам, для фиксации переломов костей в местах с наиболее высокой механической нагрузкой. Кроме механического аспекта, имелась необходимость повышения остеоиндуктивного и остеоиндуктивного потенциала фиксатора для акселерации процесса остеогенеза и, соответственно, заживления костных повреждений. Эта концепция открыла путь к исследованию комбинации биодеградируемых и биоактивных материалов [19].

### Четвертое поколение биодеградируемых имплантов

Уже в начале XXI века в Институте Биоматериалов при Технологическом Университете в Тампере была решена задача механического усовершенствования биодеградируемых фиксаторов, которое воплотилось в технологиях самофиксации (*self-locking*) и автокомпрессии (*auto-compression*), за счет которых обеспечивается длительная, контролируемая компрессия, усиливающая эффект фиксации отломков.

Новое поколение имплантов представляет собой сочетание традиционных свойств биодеградируемых фиксаторов с новыми технологиями в области механической активности.

1-ый непосредственный, механический, этап обеспечивается особой рифленой поверхностью имплантата.

При имплантации в твердую кость рифленая поверхность штифта сжимается под стенкой просверленного канала, а при

фиксации мягкой кости имплант сохраняет рисунок поверхности с выступами, расширяющимися в кость.

Специфическая форма поверхности пина способствует созданию каналов в костной ткани вокруг импланта, что в последующем обеспечит условия для увеличения васкуляризации зоны перелома, тем самым стимулируя остеогенез.

2-ой, отложенный, гидролитический этап вызывается изменениями размеров импланта в гидролитических условиях. Диаметр штифта увеличивается на 1-2%, а длина уменьшается на 1-2% по сравнению с первоначальными размерами.

В винтах эффект автокомпрессии возникает благодаря изменениям в размерах, вызванным условиями гидролиза. Диаметр винта увеличивается на 1-2%, а длина уменьшается на 1-2% по сравнению с начальными размерами, в результате чего снижается риск возникновения нестабильных переломов и поддерживается постоянная компрессия, обеспечивающая фиксацию в зоне перелома во время сращения.

#### Пятое поколение биодеградируемых имплантов

К разработке следующего поколения биодеградируемых имплантов, являющегося на сегодняшний день последним в истории развития этой области, финские ученые приступили, исходя из проблематики лечения имплант-ассоциированных инфекций, которое является очень сложным, длительным и дорогостоящим. Наиболее распространенные методы лечения включают в себя длительную антибиотикотерапию, а также обязательное удаление всех имплантов, так как имплант сам по себе вызывает появление иммунного ответа.

Развивающаяся вокруг импланта зона воспаления повышает восприимчивость окружающих тканей к инфекции за счет того, что на инертной поверхности импланта микроорганизмы приобретают способность к комплексной колонизации с образованием полисахаридного матрикса – так называемой биопленки, которая ингибирует фагоцитоз и значительно снижает эффективность антибиотиков. Если микроорганизмы достигнут поверхности импланта, то большинство из них сможет адгезироваться. Эффективным решением данной проблемы стал вывод на рынок новых биодеградируемых имплантов с антибактериальным покрытием, что позволило значительно снизить частоту возникновения имплант-ассоциированных инфекций.

Бактериальная контаминация с последующими инфекционными осложнениями в подавляющем большинстве случаев происходит в результате попадания возбудителя с кожи пациента или из воздуха операционной. Наиболее часто возбудителем является *Staphylococcus aureus* и коагулазонегативные стафилококки, такие как *Staphylococcus epidermidis*. Учитывая эти данные, биодеградируемые винты покрываются Ципрофлоксацином, широко распространенным в травматологической и ортопедической практике.

Испытания биодеградируемого винта с антибактериальным покрытием на животных показали, что наблюдается местное высвобождение ципрофлоксацина вокруг имплантата, что позволяет добиться 100% предотвращения имплант-ассоциированных инфекций и хорошей биосовместимости. Эти на-

блюдения позволяют предположить, что использование биодеградируемых винтов с Ципрофлоксацином может уменьшить число имплант – ассоциированных инфекций у людей после хирургических вмешательств.

Местное высвобождение Ципрофлоксацина с поверхности винта предотвращает возникновение устойчивости к этому антибиотику. Биодеградируемые винты с ципрофлоксацином используются с теми же целями, что и обычные винты, то есть для фиксации костей после переломов или остеотомии, но там, где существует риск инфекции.

Высвобождение препарата с поверхности винта продолжается в течение 32-36 недель *in vitro*. Полное замещение винта может происходить в течение 2 лет, что полностью исключает повторное хирургическое вмешательство с целью извлечения импланта.

Биодеградируемый винт с ципрофлоксацином имеет такую же конструкцию, как и обычные винты, но предлагает новые решения и преимущества, в отличие от металлических или других биодеградируемых винтов:

1. Биодеградируемый винт с ципрофлоксацином имеет высокую прочность и улучшенные механические свойства. Он прост в использовании и совместим с АО инструментом, что является большим преимуществом для больниц.
2. Подавление роста ципрофлоксацин-чувствительных бактерий.
3. Характерное для таких винтов свойство автокомпрессии снижает риск нестабильной фиксации.
4. Изоэластичность: модуль изгиба ближе по значению к кости по сравнению с металлическими имплантатами.
5. Отсутствие эффекта перераспределения внутренних напряжений в костной ткани вследствие разницы механических свойств импланта и кости («stress-shielding effect»), за счет постепенного снижения напряжения в кости.

#### Заключение

Начиная с 1970-х годов прошлого столетия и до настоящего времени происходило становление и развитие 5 поколений биодеградируемых биоимплантов, каждое из которых последовательно превосходило по своим характеристикам и достигнутым целям своих предшественников. Несмотря на имеющиеся недостатки, биодеградируемые импланты во многих областях костной хирургии составляют достойную конкуренцию металлическим имплантам, превосходя их по некоторым позициям. На современном этапе развития ученые проводят исследования, направленные на улучшение биосовместимости и устранение тканевых реакций на присутствие импланта. Также вопросом будущего является применение биодеградируемых материалов в комбинации с биотехнологиями, обеспечивающими улучшение заживления костной ткани, в частности за счет остеиндукции.

Анализ литературных источников показывает, что, несмотря на отсутствие работ по данной теме в отечественной медицине, использование биодеградируемых имплантов является перспективным направлением в развитии травматологии и ортопедии, позволяющее качественно улучшить решение задач по лечению переломов и различных ортопедических патологий.

## Список литературы

1. *Ambrose C. G., Clanton T. O.* Bioabsorbable implants: review of clinical experience in orthopedic surgery // *Annals of biomedical engineering*. – 2004. – Т. 32. – №. 1. – С. 171-177.
2. *Böstman O. M. et al.* Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial // *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. – 1987. – Т. 69. – №. 4. – С. 615-619.
3. *Böstman O. M., Pihlajamäki H. K.* Adverse tissue reactions to bioabsorbable fixation devices // *Clinical orthopaedics and related research*. – 2000. – Т. 371. – С. 216-227.
4. *Christel P. et al.* Biodegradable composites for internal fixation // *Biomaterials*. – 1980. – Т. 1. – С. 271-280.
5. *Clay Taylor G.* Absorbable fixation devices // *McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery*. -1990. -P. 116-119.
6. *Cutright, D. E., Hunsuck, E. E.* The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid // *Oral Surg*. 1972, -№33. - P. 28-34
7. *Cutright D.E, Perez B., Beasley J.D. et al:* Degradation rates of polymers and copolymers of polylactic and polyglycolic acid // *Oral Surg*. -1974, -№ 37. -p141-152.
8. *Eglin D., Alini M.* Degradable polymeric materials for osteosynthesis: tutorial // *European Cells and Materials*. -2008. Vol. 16. -P 80 - 91.
9. *Getter L. et al.* A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures // *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*. – 1972. – Т. 30. – №. 5. – С. 344-348.
10. *Gilding D. K., Reed A. M.* Biodegradable polymers for use in surgery—polyglycolic/poly (actic acid) homo-and copolymers: 1 // *Polymer*. – 1979. – Т. 20. – №. 12. – С. 1459-1464.
11. *Higgins N.A.* Condensation of polymers of hydroxyacetic acid : -пат. 2676945 США. -1954.
12. *Kulkarni R. K. et al.* Polylactic acid for surgical implant // *Archs Surg*. -1966. -№93. - P. 839.
13. *Kulkarni R. K. et al.* Biodegradable poly(lactic acid) polymers // *J. Biomed. Mater. Res.* -1971. -№5. -P. 169-81.
14. *Schmitt E. E., Polistina R. A.* Surgical sutures : пат. 3297033 США. – 1967.
15. *Schmitt E. E., Polistina R. A.* Polyglycolic acid prosthetic devices : пат. 3463158 США. – 1969.
16. *Räihä J. E.* Biodegradable implants as intramedullary nails. A survey of recent studies and an introduction to their use // *Clinical materials*. – 1992. – Т. 10. – №. 1. – С. 35-39.
17. *Rokkanen P. et al.* Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle // *The lancet*. – 1985. – Т. 325. – №. 8443. – С. 1422-1424.
18. *Rokkanen P. et al.* Biofix: Biodegradable Fixation Device for Internal Fixation of Cancellous Bone Fractures, Osteotomies and Arthrodeses; *Surgical Technique*. – Helsinki University, 1988.
19. *Rokkanen P, Böstman O, Hirvensalo E, et al.* Bioabsorbable fixation in traumatology and Orthopaedics (BFTO). Definitive fracture care at one operation. University of Helsinki and HUCS. - Department of Surgery, Kuopio University Hospital/Copy Center. - Kuopio, Finland. - 1997.
20. *Rokkanen P. et al.* Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology // *Biomaterials*. – 2000. – Т. 21. – №. 24. – С. 2607-2613.
21. *Vainionpää S., Rokkanen P, Törmälä P.* Surgical applications of biodegradable polymers in human tissues // *Progress in polymer science*. – 1989. – Т. 14. – №. 5. – С. 679-716.
22. *Vert M. et al.* Stereoregular bioresorbable polyesters for orthopaedic surgery // *Die Makromolekulare Chemie*. – Т. 5. – №. S19811. – С. 30-41. – 1981.

Авторский коллектив благодарит Лосик Анастасию Леонидовну за неоценимую помощь в подготовке материалов статьи к изданию

The authors' collective accord a thank to Losik Anastasia Leonidovna for the invaluable assistance in preparing the article's materials for publication appreciate

## BIODEGRADABLE IMPLANTS. FORMATION AND DEVELOPMENT. ADVANTAGES AND DRAWBACKS. (REVIEW OF LITERATURE)

L. A. YAKIMOV, L. YU. LINYAKOV, D. S. BOBROV, E. B. KALINSKY, E. V. LYAKHOV, A. L. LOSIK

*Sechenov First Moscow State Medical University  
City Clinical Hospital Botkin, Moscow*

### **Information about author:**

*Yakimov Leonid Alekseevich* – I.M.Sechenov First Moscow State Medical University. The Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery. Professor. PhD in Medical Science

*Slinyakov Leonid Yurievich* – I.M.Sechenov First Moscow State Medical University. The Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery. Doctor of Medical Sciences, Professor

*Bobrov Dmitry Sergeevich* – I.M.Sechenov First Moscow State Medical University. The Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery. PhD, Assistant professor of the Department

*Kalinsky Evgeny Borysovich* – I.M.Sechenov First Moscow State Medical University. The Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery. PhD in Medical Science Assistant professor

*Lyakhov Evgeny Victorovich* – I.M.Sechenov First Moscow State Medical University. The Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery. Postgraduate student

The article presents the analysis of sources of literature that report on important milestones in the history of application of biodegradable implants in traumatology and orthopedics. 5 generations are sequentially allocated in the development of biodegradable implants. The results of using each generation of clamps and their critical comprehension are presented.

The usage of the biodegraded implants is the perspective direction in development of traumatology and orthopedics which allows to improve qualitatively treatment of patients with orthopaedic pathology.

**Key words:** biodegradable implants, traumatology and orthopedics, polyglycolic acid, polylactic acid.